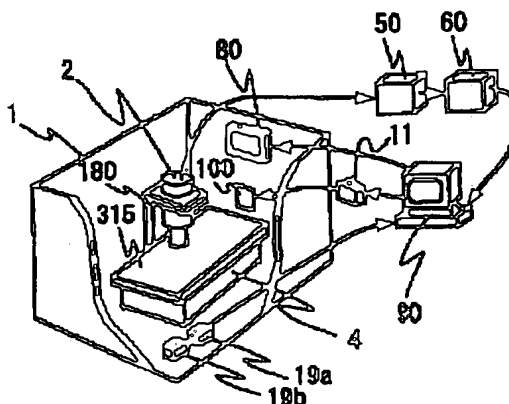


VITAL MAGNETIC FIELD MEASUREMENT METHOD

[71] **Applicant:** HITACHI LTD
 [72] **Inventors:** KANDORI AKIHIKO;
 TSUKADA KEIJI; KONDO SHOJI;
 SASABUCHI HITOSHI; ...
 [21] **Application No.:** JP2000175555A
 [22] **Filed:** 19980610
 [43] **Published:** 20010206
 [30] **Priority:** JP JP1997163741A 19970620 ...



[Go to Fulltext](#)

[Get PDF](#)

[57] **Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a vital magnetic field measurement method which is capable of aligning sensors to an optimum measurement place.

SOLUTION: A low-temperature vessel 2 which holds a plurality of SQUID magnetic fluxmeters for detecting the component (Bz) of the normal direction (z direction) of the magnetic fields generated from a testee is arranged within a shielding room 1. A drive detecting circuit 50 for driving the plurality of SQUID magnetic fluxmeters and detecting the signals from the plurality of SQUID magnetic fluxmeters is arranged outside this shielding room 1. A computer 90 which executes arithmetic processing is included. In such a case, the method has a stage for controlling the start of the collection of the output of the drive detecting circuit 50 by controlling the drive detecting circuit 50 within the shielding room 1, a stage for executing the arithmetic processing to determine a magnetic field distribution chart from $\{\sqrt{(dBz/dx)^2 + (dBz/dy)^2}\}$ and a stage for displaying the detected magnetic field waveforms and the distribution of the magnetic fields determined by the arithmetic processing on a display means.
 COPYRIGHT: (C)2001,JPO&Japio

[52] **US Class:**

[51] **Int'l Class:** A61B000505 A61B001000 G01R0033035 A61B000800

[52] **ECLA:**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-29320
(P2001-29320A)

(43) 公開日 平成13年2月6日 (2001. 2. 6)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/05		A 6 1 B 5/05	A
10/00		10/00	N
G 0 1 R 33/035	Z A A	G 0 1 R 33/035	Z A A

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2000-175555 (P2000-175555)
(62) 分割の表示 特願平10-161803の分割
(22) 出願日 平成10年6月10日 (1998. 6. 10)

(31) 優先権主張番号 特願平9-163741
(32) 優先日 平成9年6月20日 (1997. 6. 20)
(33) 優先権主張国 日本 (J P)
(31) 優先権主張番号 特願平9-252960
(32) 優先日 平成9年9月18日 (1997. 9. 18)
(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
(72) 発明者 神鳥 明彦
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内
(72) 発明者 塚田 啓二
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内
(74) 代理人 100075096
弁理士 作田 康夫

最終頁に続く

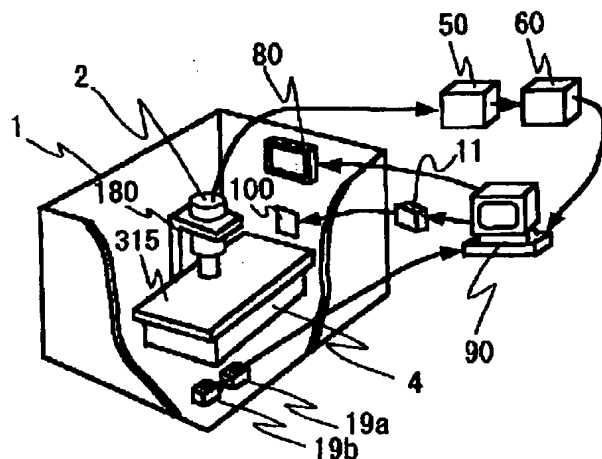
(54) 【発明の名称】 生体磁場計測方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 最適な測定場所にセンサの位置合わせができる生体磁場計測方法を提供する。

【解決手段】 シールドルーム1内に、被験体から発生する磁場の法線方向 (z 方向) の成分 (B_z) を検出する複数の S Q U I D 磁束計を低温に保持する低温容器2が配置され、シールドルーム外に、複数の S Q U I D 磁束計を駆動し複数の S Q U I D 磁束計からの信号を検出する駆動検出回路50が配置され、駆動検出回路の出力を収集し、演算処理を行なうコンピュータ90とを具備し、シールドルーム内で駆動検出回路の制御を行ない駆動検出回路の出力の収集の開始を制御する工程と、検出された法線方向の成分 (B_z) を用いて $\{\sqrt{((dB_z/dx)^2 + (dB_z/dy)^2)}\}$ から磁場分布図を求める演算処理を行なう工程と、表示手段に、検出された磁場波形、演算処理により求められた磁場の分布を表示する工程とを有する。

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】シールドルーム内に、被験体から発生する磁場の法線方向（z 方向）の成分（ B_z ）を検出する複数の SQUID 磁束計を低温に保持する低温容器が配置され、前記シールドルーム外に、複数の SQUID 磁束計を駆動し前記複数の SQUID 磁束計からの信号を検出する駆動検出回路が配置され、該駆動検出回路の出力を収集し、演算処理を行なうコンピュータとを具備し、前記 SQUID 磁束計により検出された磁場波形を表示する表示手段が前記シールドルーム内に配置される生体磁場計測装置に用いる生体磁場計測方法に於いて、前記シールドルーム内で前記駆動検出回路の制御を行ない前記駆動検出回路の出力の収集の開始を制御する工程と、検出された前記法線方向の成分（ B_z ）を用いて $\{\sqrt{(dB_z/dx)^2 + (dB_z/dy)^2}\}$ から磁場分布図を求める演算処理を行なう工程と、前記表示手段に、検出された前記磁場波形、前記演算処理により求められた磁場の分布を表示する工程とを有することを特徴とする生体磁場計測方法。

【請求項 2】シールドルーム内に、被験体から発生する磁場の法線方向（z 方向）の成分（ B_z ）を検出する複数の SQUID 磁束計を低温に保持する低温容器が配置され、前記シールドルーム外に、複数の SQUID 磁束計を駆動し前記複数の SQUID 磁束計からの信号を検出する駆動検出回路が配置され、該駆動検出回路の出力を収集し、演算処理を行なうコンピュータとを具備し、前記 SQUID 磁束計により検出された磁場波形を表示する表示手段が前記シールドルーム内に配置される生体磁場計測装置に用いる生体磁場計測方法に於いて、前記シールドルーム内で前記駆動検出回路の制御を行ない前記駆動検出回路の出力の収集の開始を制御する工程と、検出された前記法線方向の成分（ B_z ）を用いて $\{\sqrt{(dB_z/dx)^2 + (dB_z/dy)^2}\}$ から磁場分布図を求める演算処理を行なう工程と、前記表示手段に、前記被験体の心電図波形、前記演算処理により求められた磁場の分布、前記演算処理により求められた電流の分布、検出された前記磁場波形の何れかの一つ以上を表示する工程とを有することを特徴とする生体磁場計測方法。

【請求項 3】シールドルーム内に、被験体の心臓から発生する磁場の法線方向（z 方向）の成分（ B_z ）を検出する複数の SQUID 磁束計を低温に保持する低温容器が配置され、前記シールドルーム外に、複数の SQUID 磁束計を駆動し前記複数の SQUID 磁束計からの信号を検出する駆動検出回路が配置され、該駆動検出回路の出力を収集し、演算処理を行なうコンピュータとを具備し、前記 SQUID 磁束計により検出された磁場波形を表示する表示手段が前記シールドルーム内に配置される生体磁場計測装置に用いる生体磁場計測方法に於いて、前記シールドルーム内で超音波探触子を前記被験体

に接触させて得られ、前記表示手段に表示された超音波断層像を観察しながら、前記複数の SQUID 磁束計の位置を調整する工程と、検出された前記法線方向の成分（ B_z ）を用いて $\{\sqrt{(dB_z/dx)^2 + (dB_z/dy)^2}\}$ から磁場分布図を求める演算処理を行なう工程と、前記表示手段に、検出された前記磁場波形、前記演算処理により求められた磁場の分布を表示する工程とを有することを特徴とする生体磁場計測方法。

【請求項 4】シールドルーム内に、被験体の心臓から発生する磁場の法線方向（z 方向）の成分（ B_z ）を検出する複数の SQUID 磁束計を低温に保持する低温容器が配置され、前記シールドルーム外に、複数の SQUID 磁束計を駆動し前記複数の SQUID 磁束計からの信号を検出する駆動検出回路が配置され、該駆動検出回路の出力を収集し、演算処理を行なうコンピュータとを具備し、前記 SQUID 磁束計により検出された磁場波形を表示する表示手段が前記シールドルーム内に配置される生体磁場計測装置に於ける前記複数の SQUID 磁束計と前記被験体の位置合わせ方法であり、前記シールドルーム内で超音波探触子を前記被験体に接触させて前記表示手段に超音波断層像を表示する工程と、表示された超音波断層像を観察しながら、前記複数の SQUID 磁束計の位置を調整する工程とを有することを特徴とする位置合わせ方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、成人、小児、胎児の心臓等から発する磁場の計測を行なう SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) 磁束計を用いた生体磁場計測装置、方法に関し、特に、シールドルーム内に超音波探触子を配置し、被験体の超音波断層像、及び被験体の心臓から発する磁場の波形をシールドルーム内で表示するモニタ装置、シールドルーム内から生体磁場の測定開始の制御に関する。

【0002】

【従来の技術】胎児の心臓病の診断には超音波検査が広く使用されているが、心臓の形状と大まかな動き、血流の状態の把握はできるが、心臓の筋肉の細かな動きまでは検出できない。

【0003】従来の生体磁場計測では、シールドルームの外部に波形モニタ装置が配置され、オペレーターは、シールドルームの内部で波形を確認できなかった。特に、心臓の位置が一定でない胎児の心臓から発する磁場を検出する場合には、オペレーターは、シールドルーム外部のモニター装置を操作している人から情報を聞き、測定場所を決定しなければならなかった (Rev. Sci. Instrum. 66 (10), pp. 5085-5091 (1995))。

【0004】生体磁場計測装置を用いて心臓から発する

磁場（以下、心臓磁場と略記する）を計測して、心筋活動の診断ができる。一方、超音波診断装置では心臓内の血流状態等を診断できる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】従来の生体磁場計測では、測定場所を検索する時間が長くなり、最適な場所での磁場測定が困難であるという問題があった。更に、SQUID磁束計の制御装置と磁場波形の取り込み制御装置もシールドルームの外部に配置されていたために、一番最適な時間帯に磁場波形を記録できないという問題があった。

【0006】心疾患の判別を正確に行なうには、ほぼ同時刻に得られた心臓磁場の計測結果と超音波診断装置の結果とを照合して総合的に診断を行なう必要がある。しかし、磁性材料を多く使用している従来の超音波診断装置をシールドルーム内部に配置すると、磁気雑音を発生するために、従来の超音波診断装置を生体磁場計測装置が配置されるシールドルーム内部に配置できず、心臓磁場の計測と同時に超音波診断装置による検査ができないという問題があった。

【0007】胎児の心臓から発生する大変微弱な磁場の計測では、生体磁場計測装置のセンサ部を胎児の心臓にできるだけ近づけなければならない。しかし、胎児は子宮の中で移動するために胎児の心臓から発生する磁場を計測する直前に、胎児の心臓の位置を、無侵襲な診断が可能な超音波診断装置で確認することが望ましく、シールドルームの中で超音波診断装置を使用することが強く望まれていた。

【0008】本発明の目的は、シールドルーム内で被験体の心臓から計測された磁場波形、演算処理により求められた磁場分布、電流分布等の観察、及び磁場波形の計測開始の制御を可能にし、迅速に最適な測定場所にセンサを合わせることが可能となる生体磁場計測装置、方法を提供することにある。

【0009】本発明の他の目的は、シールドルーム内で超音波検査と共に生体磁場の計測を行なう装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の生体磁場計測装置では、シールドルーム内で、被験体の内部の胎児の心臓から発する磁場波形、心臓に於ける磁場分布、電流分布をモニタするディスプレイと、心臓の心拍に同期して音声を発するスピーカと、SQUID磁束計と、磁場波形の取り込みの制御を行うスイッチとを有し、ベッドを移動させる手段と、クライオスタットを保持するガントリを移動させる手段と、ベッド上で被験者の体の一部を上昇又は下降させるエアーマットを有する。

【0011】本発明の生体磁場計測装置によれば、シールド内部にいるオペレーターは、被験体の内部の胎児の心臓から発する磁場波形をリアルタイムにディスプレイ

の表示画面で観察ができ、最適な測定位置にセンサを迅速に合わせることができる。

【0012】また、本発明の装置では、シールドルーム内に超音波診断装置の超音波探触子を配置し、超音波の送信を行なう送信回路と、超音波の受信を行ない受信信号の処理を行なう処理回路とからなる超音波診断装置の本体部をシールドルーム外に配置し、超音波断層像をシールドルーム内に配置された上記ディスプレイに表示する。

【0013】生体磁場の計測結果と被験体の内部の胎児の超音波断層像を、シールドルーム内で確認可能とする本発明の構成によれば、胎児の心臓から発生する磁場を計測する際に、シールドルーム内部にいるオペレーターは、胎児の心臓の位置を超音波断層像によりほぼリアルタイムに観察できるため、最適な測定位置にSQUID磁束計の位置を迅速に合わせることができ、胎児の心臓から発生する磁場を高感度で鮮明に検出できる。成人又は小児の心臓から発生する磁場を計測する際には、超音波断層像により心臓内の血流状態を同時に観察しながら、心臓磁場の計測ができる。

【0014】本発明の生体磁場計測装置によれば、不整脈等の胎児の心臓の異常を検出でき、心臓疾患の早期診断が可能となり、胎内治療や出生後の治療に対する重要な情報を得ることができる。

【0015】図1、図7に示すように、本発明の生体磁場計測装置は、シールドルーム1と、ベッド4と、被験体からの磁場を検出するSQUID磁束計と、SQUID磁束計を極低温（液体ヘリウムHe温度、又は液体窒素温度）に保持するクライオスタット2と、クライオスタットを保持するガントリ180と、SQUID磁束計を駆動し、SQUID磁束計からの信号を検出する駆動検出回路50の出力を収集し演算処理を行なうコンピュータ90とを具備し、シールドルーム1内に、計測された磁場波形、計測された心電図波形、演算処理で得られた磁場の分布、演算処理で得られた電流の分布、の何れか一つ以上を表示する手段（モニタディスプレイ80）、SQUID磁束計の動作を制御するSQUID磁束計動作ボタン19a、データ収集の開始を制御するデータ収集開始ボタン19b、母体及び胎児の心拍に同期してピープ音を発生するスピーカ100が配置され、シールドルーム外に、アンプフィルタユニット60、測定された磁場波形から心拍及び心拍数を検出する手段（心拍数検出ユニット）11とが配置される。

【0016】クライオスタット2の内部には、胎児の心臓から発生する磁場を検出するために、例えば、4～16個の磁場の法線成分（z成分）を検出するSQUID磁束計が2×2～4×4のマトリック状に配置されている。複数個のSQUID磁束計による検出信号から得る磁場波形から、胎児の心臓に於ける、磁場分布図と電流分布図とを得ることができる。更に、詳細な情報を必要

とする場合には、磁場の3成分(x, y, z成分)を検出するSQUID磁束計をマトリックス状に配置しても良い。

【0017】シールドルーム1の内部には超音波探触子8が配置され、シールドルーム1の外部には、被験体に対して超音波の送信を行なう送信回路と、被験体からの反射超音波の受信を行ない受信信号の処理を行なう処理回路とからなる超音波診断装置の本体部6が配置される。本体部6により信号処理された超音波断層像は、上記のモニタディスプレイ80に表示される。上記の本体部6の構成要素を非磁性材料を用いて構成して、本体部6からの磁場発生が、被験体から発生する磁場の検出に妨害とならない程度に十分小さく遮蔽されている場合には、磁束計が内蔵されるクライオスタット2から離れたシールドルーム1の内部の位置に、本体部6を配置することもできる。

【0018】

【発明の実施の形態】本発明の実施例を図を参照して詳細に説明する。

【0019】図1は本発明の実施例である生体磁場計測装置の構成を示す図である。図1に示すように、シールドルーム1内に、SQUID磁束計を極低温に保持するクライオスタット2と、クライオスタット2を保持するガントリ180と、被験者が横になるベッド4と、SQUID磁束計の動作を制御するSQUID磁束計動作ボタン19aと、データ収集の開始を制御するデータ収集開始ボタン19bと、SQUID磁束計の出力波形等を表示するモニタディスプレイ80と、母体及び胎児の心臓の鼓動(心拍)に同期してピープ音を発生するスピーカ100が配置されている。SQUID磁束計動作ボタン19aとデータ収集開始ボタン19bは、磁場雑音の発生をさけるため、SQUID磁束計から遠ざけた位置に置く。ボタン19a, 19bは、赤外線によるスイッチ等のような電流の発生が少ないものが望ましい。モニタディスプレイ80は、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイ、投影によるディスプレイ等のような磁場の発生が少ないモニタ装置が望ましい。

【0020】シールドルームの外部には、SQUID磁束計を駆動し、SQUID磁束計からの磁気信号を検出する駆動検出回路50と、駆動検出回路50の出力にアンプ又はフィルターを施すアンプフィルタユニット60と、アンプフィルタ60の出力をデジタルのデータとして収録するコンピュータ90と、測定された磁場波形から心臓の心拍、及び心拍数を検出する心拍数検出ユニット11とが配置されている。心拍数検出ユニット11は、例えば心臓から発生する磁場信号に狭帯域(10Hz~20Hz等)のバンドパスフィルターをかけて、ピークディテクションを行う回路を有する構成とする。但し、ソフトウェアにより同様の心拍検出を行ってもよい。

【0021】図2は、本発明の実施例のシールドルーム内に於ける生体磁場装置の構成を示す図である。ベッドの下部の4つの車輪305がシールドルームの床に配置されたレール295の上をスライドすることにより、ベッド全体がA方向(ベッド短軸方向)に移動できる。ベッドのB方向(上下方向)の移動は、油圧シリンダーに連動された上下移動用レバー285によって微調整ができる。ベッドのC方向(ベッド長軸方向)の移動は、ベッド天板315のスライドによって微調整ができる。クライオスタット2を保持しているガントリ180は、クライオスタット2をD方向(xz面内)とE方向(yz面内)に回転が可能である。更に、ベッドの上には、被験者の体の一部分を上昇させて心臓(成人の心臓、又は胎児)をクライオスタット2の下方先端に近づけるためのエアーマット245が配置してある。ベッド4のA, B, C方向の移動と、ガントリ180のD, E方向の移動と、エアーマット245の上下移動は、手動又はリモートコントロールレバー19cによって制御可能である。

【0022】図1及び図2に示す装置に於ける生体磁場の測定の手順を以下に説明する。被験者はベッド4に横たわり、シールドルーム1内にいるオペレーターは、手動又はリモートコントロールレバー19cによって、ベッド4を上下、左右、前後(A, B, C方向)に移動させ、SQUID磁束計を内蔵するクライオスタット2と患者の心臓との位置合わせを行う。必要に応じてガントリ180をD, E方向に回転させて、被験者の心臓とクライオスタット2の位置とを最適な位置関係に保持する。被験者の心臓とクライオスタット2との位置が20cm程度まで近づいた時点で、オペレーターはSQUID磁束計動作ボタン19aを押してSQUID磁束計を動作させる。オペレーターはSQUID磁束計からの出力波形をモニタディスプレイ80で見ると同時に、スピーカ100から発する被験者の心臓の心拍に伴うピープ音を聞きながら、最後の微調整を行っていく。微調整が終わった後に、オペレーターはモニタディスプレイ80の磁場波形を見ながら、磁場波形を記録したい時点でデータ収集開始ボタン19bを押してコンピュータ90へ磁場波形の収録を行う。以上が一般的な動作手順である。

【0023】図3は、本発明の実施例である胎児の心臓から発生する磁場を検出する磁場測定の構成を示す図である。母体の心臓130から発生する磁場と胎児の心臓140から発生する磁場とを区別するために、四肢誘導心電計120による母体の心電図測定を、クライオスタット2の内部にあるSQUID磁束計による磁場測定と同時に進行。モニタディスプレイ80に母体の心電図情報と、クライオスタット2内のSQUID磁束計による胎児の心磁図情報とを同時に表示する。オペレーターは胎児の心臓の磁場波形を見ながら、そして胎児の心臓の心

拍に伴うピープ音を聞きながら、ベッド4又はクライオスタット2の何れかを移動させて、胎児の心臓の場所を探索することが可能となる。このようにして、クライオスタット2の下部を母体の腹部面に密着させて(図11参照)、胎児の心臓の磁場を検出するのに最適な位置を選択できる。なお、アンプフィルタユニット60を構成するフィルタとして、母体の呼吸による腹部の運動が原因で生じる雑音(2~3Hzの腹部の動きがクライオスタットに振動を与え、この振動がSQUID磁束計に伝達して、雑音の発生原因となる)を除去するために、駆動検出回路50の出力信号のうち、2~3Hzの周波数成分を遮断し、所定の周波数帯(4~5Hz以上)を持つ信号を通過させるアナログ又はデジタルフィルタを使用する。

【0024】図4は、胎児の心臓から発する磁場測定の結果を示す画面の例を示す図であり、図3に示した胎児の心臓から発する磁場検出時に於けるモニタディスプレイ80に表示される画面を示す図である。画面の上段に示すように、SQUID磁束計のチャンネル0、1、2、3に於いてそれぞれ検出した、胎児の心臓から発する磁場波形15-1、15-2、15-3、15-4は、リアルタイムに画面の左から右へとスワイプして波形を描いていく。画面の下段に示すように、同時に母体の心電図(ECG)205をスワイプして描いていく。オペレーターは、上段の波形15-1、15-2、15-3、15-4のピークの位置と下段の波形205のピークの位置とが一致していないことによって、胎児の心臓から発する磁場が検出されていることを確認する。

【0025】画面は、上段の波形15-1、15-2、15-3、15-4から検出される心拍数を数値で表示する胎児の心臓心拍数(図4、図5では心拍数=142)を表示する部分175と、胎児の心拍のタイミングを知らせるために胎児の心拍に同期して点滅する胎児の心臓心拍同期点滅灯165と、画面の下段の母体の心電図205から得られる母体の心拍数を数値で表示する母体の心臓心拍数(図4、図5では心拍数=70)を表示する部分195とを有し、母体の心臓130の心拍のタイミングを知らせるための母体の心拍に同期して点滅する母体の心臓心拍同期点滅灯185を表示する。母体の心拍数は、四肢誘導心電計120又は母体の心臓130から発する磁場波形から抽出してもよい。

【0026】胎児の心拍のタイミングを知らせる胎児の心臓心拍同期点滅灯165が点滅すると同時に、スピーカ100から胎児の心拍に合わせたピープ音を発生させる。必要に応じて母体の心臓130の心拍に対応したピープ音も同時に発生させる。オペレーターは、スピーカ100から発する胎児の心拍に同期するピープ音、胎児の心臓心拍同期点滅灯165、胎児の心臓から発する磁場波形15等を参照しながら、胎児の心臓から発する磁場信号が検出できる最適な場所にSQUID磁束計を内

蔵するクライオスタット2を妊婦の腹部の上に迅速に合わせることが可能となる。

【0027】図5は、胎児の心臓から発する磁場測定の結果を示す画面の他の例を示す図であり、図3に示した胎児の心臓から発する磁場検出時に於けるモニタディスプレイ80に表示される画面を示す図である。モニタディスプレイ80に、胎児の心臓に於ける磁場分布図215と、胎児の心臓に於ける電流分布図225とが、胎児の心臓から発する磁場波形15-1、15-2、15-3、15-4と、母体の心電図205の波形表示と同時にリアルタイムに表示されている。

【0028】磁場分布図215は、複数のSQUID磁束計により測定された法線方向の磁場成分(B_z 成分)の分布、測定された接線方向の磁場成分(B_x 、 B_y)の絶対値($\sqrt{(B_x^2 + B_y^2)}$)、測定された法線方向の磁場成分の微分値(dB_z/dx 、 dB_z/dy)の絶対値($\sqrt{((dB_z/dx)^2 + (dB_z/dy)^2)}$)の、何れかを用いて表示している。

【0029】図5に示す例では、9個のSQUID磁束計により測定された法線方向の磁場成分(B_z 成分)の微分値(dB_z/dx 、 dB_z/dy)の絶対値($\sqrt{((dB_z/dx)^2 + (dB_z/dy)^2)}$)から求めた磁場分布図215を示している。

【0030】電流分布図225は、測定された接線方向の磁場成分(B_x 、 B_y)のベクトル値を反時計周りに90度まわした方向か、測定された法線方向の磁場成分の微分値(dB_z/dx 、 dB_z/dy)のベクトル値を反時計周りに90度まわした方向を示している。

【0031】図5の画面は図4と同様に、胎児の心臓心拍同期点滅灯165と、胎児の心臓心拍数を表示する部分175と、母体の心臓心拍同期点滅灯185、母体の心臓心拍数(図4、図5では心拍数=70)を表示する部分195とを有している。

【0032】表示される分布図は、胎児の心臓から発する磁場信号のピーク値を、心拍数検出ユニット11によって検出し、磁場、電流の分布図を表示する時刻を表わす線235により示される時相に於ける磁場、電流の分布である。磁場分布図215と電流分布図225は、各心拍全てに表示してもよいし、2~3心拍に1度表示するものでも構わない。オペレーターは、磁場分布図215又は電流分布図225と、胎児の心臓から発する磁場波形15とを見ながら、ベッド4やガントリ180を移動して胎児の心臓から発する磁場の最も強い磁場の場所や観測範囲を決めていくことが可能となる。

【0033】磁場分布図215又は電流分布図225の表示画面の上下方向は、オペレーターがベッド4の上方のクライオスタット2側から母体を見て得られるセンサ位置に対応させることによって、母体のどの部位に胎児の心臓から発する磁場が強く出ているかが判断でき、母体内での胎児の位置が簡単に理解できるようになる。

【0034】図6は、図3の胎児の心臓140が存在する妊婦の下腹部近辺とベッド4の間に配置されるエアーマット245の構成図である。図6は、エア어가エア入力部275からエアーマット245に最大限に充填された状態を示している。妊婦が横に転んでエアーマット245から落ちないように、転倒防止用ガイド255をフラット部265の両側に有している。しばませたエアーマット245上に下腹部が位置するように、妊婦はベッド4に仰向け、又は脇を下にして横になる。

【0035】その後、オペレーターはエア入力部275からエアをポンプ等を用いてエアーマット245に入れて、妊婦の下腹部を上昇させていく。妊婦の下腹部のみを上昇させることにより、母体の心臓130からクライオスタット2を遠ざけることができるため、胎児の心臓からの磁場信号のみの分離が容易になる。エアーマット245内のエアの入力の調整は、リモートコントロールレバー19cによっても可能である。

【0036】図7は、本発明の実施例の生体磁場計測装置の他の構成例であり、図1に示す構成の装置に於いて、シールドルームの内部で超音波断層像を観察可能とする構成を説明する図である。図7に関する説明では、図1と共通する説明は省略する。図7に示すように、シールドルーム1の内部には、被験者（図示せず）が横になるベッド4上で、超音波検査を行なう超音波プローブ（超音波探触子）8と、被験者からの反射超音波を超音波プローブ8で受信して信号処理を行ない得られた超音波断層像を表示するモニタディスプレイ80と、超音波診断装置のゲイン、フォーカス、各種の撮影モード（測定モード）等を設定するコンローラ110が配置されている。各種の撮影モード（測定モード）としては、後で説明するAモード、Bモード、Mモード、ドップラーモード又はCFMモード等がある。

【0037】シールドルーム1の外部には、超音波診断装置の測定回路（超音波の送信を行なう送信回路と、超音波の受信を行ない受信信号の処理を行なう処理回路）等を収めた超音波診断装置本体6とが配置されている。超音波診断装置本体6は、シールドルーム1内部の超音波プローブ8、モニタディスプレイ80、コンローラ110と接続され、超音波診断装置の全体を構成している。

【0038】次に、本発明の装置による胎児の心臓から発生する微弱な磁場の測定手順の一例を示す。図1の説明では説明を省略したが、ベッド4は、ベッドの短軸（A方向、x方向）での移動と、ベッドの長軸（C方向、y方向）での移動と、ベッドの上下方向（B方向、z方向）での移動が可能で、クライオスタット2は、ガントリ180によってD方向（xz面内）とE方向（yz面内）の回転が可能である。被験者は、A方向（x方向）でクライオスタット2の下から引き出されたベッド4に横になる。オペレーターは、超音波プローブ8を被

験者の腹部に当て、モニタディスプレイ80の超音波画像（例えば、Bモード像）を見ながら、胎児の心臓の位置を確認し、確認した位置にできるだけクライオスタット2の下面位置を近づけるように、ベッド4のA、B、C方向の移動量とガントリ180のD、E方向のチルト量を調整して、クライオスタット2を最適な位置へ合わせ胎児の心臓磁場の測定を実行できる。

【0039】図8は、本発明の実施例の生体磁場計測装置で使用する超音波診断装置の全体の構成を示す図である。シールドルーム1内には超音波プローブ（超音波探触子）8、コンローラ110、モニタディスプレイ80が配置されている。超音波プローブ8は、シールドルーム1の外部に配置される超音波診断装置本体6の送受信部及び電子走査部9と、同軸のフラットケーブル等で構成されたケーブル150により接続されている。送受信部及び電子走査部9により得られるエコー信号は、信号処理回路（図示せず）で信号処理され画像データとして画像メモリ部10に記憶されると共に、シールドルーム1内部にあるモニタディスプレイ80に超音波画像として表示される。モニタディスプレイ80には、図1の構成と同様に、計測された磁場波形等が出力される。

【0040】図9は本発明の実施例で使用される超音波プローブ8の構成を示す図である。超音波振動子を構成する圧電セラミックス（振動子）14としては、チタン酸ジルコン酸鉛、チタン酸鉛等のセラミックスを高電界で分極し圧電特性を持たせた圧電体、又はポリフッ化ビニリデン（PVDF）等の圧電高分子を使用する。特に、超音波プローブをSQUID磁束計の近傍で使用する場合は、非磁性材料で構成されるPVDFの使用が望ましい。圧電セラミックス14の第1の面には信号電極21-1、第2の面には高圧電極21-2が形成されており、信号電極21-1の上面に、生体との音響的な整合をとる音響整合層13が形成されている。音響整合層13は、エポキシ樹脂、熔融石英等の中に非磁性材料の各種材料のフィラ（充填剤）を混合して形成し、音響インピーダンスを最適な値にしておく。

【0041】例えば、音響整合を1層で行なう場合、周知のごとく、超音波の波長を λ 、媒体（ここでは、生体）の音響インピーダンスを Z_v 、圧電セラミックスの音響インピーダンスを Z_s とする時、インピーダンスを $\sqrt{(Z_v Z_s)}$ として厚さを $\lambda/4$ とする。多くの場合音響整合を多層で構成している。音響整合層13の上面に、放射される超音波を収束させるビームを形成する音響レンズ12を配置する。

【0042】例えば、シリコンゴムに非磁性材料からなる SiO_2 等のフィラを混合して音速、音響インピーダンス、超音波減衰量等を最適な値に設定した音響レンズ12を使用する。音響レンズの音速は約1500m/s e c、音響インピーダンスは約1, 5MRayls、超音波減衰量は可能な限り小さい方が好ましい。圧電セラ

ミックス14の背面には背面制動（バックング）材20が配置され、背面制動材20は圧電セラミックス14

（振動子）を機械的に支持する役割と、音響的に制動をかけ超音波パルス波形を短くする働きを持つ。背面制動材20は、エポキシ樹脂に酸化タングステン、酸化チタン等の非磁性材料の粉末を入れてプレス成形作成する。信号電極21-1、高圧電極21-2は、コネクタ22を介して同軸フラットケーブル等で構成されているケーブル150により、超音波診断装置本体6の送受信部及び電子走査部9と電氣的に接続されている。

【0043】音響レンズ12の大部分、音響整合層13、電極21-1、21-2、圧電セラミックス14、背面制動材20、コネクタ22、ケーブル150等は、ケース28の中に収納されている。ケース28の材質としてはプラスチックが望ましく、電磁シールドを施す必要がある場合は、アルミニウム、銅等の非磁性材料によりケース28に電磁シールドを施す。

【0044】図10(a)、図10(b)、図10(c)、図10(d)、図10(e)は、本発明の実施例に於いてシールドルーム内で使用される配列振動子からなる超音波プローブのスライス方向(Fで示す)の視野範囲の例を示す図である。図10(a)、図10

(b)は、リニアアレイプローブ(1次元配列振動子)を利用した場合の視野範囲16a、16bを示し、Gは電子走査方向、Fはスライス方向である。図10(a)は、超音波アレイ(圧電セラミックス)14から発生した超音波を、音響レンズ12によって狭くフォーカスさせた場合の視野範囲16aを示し、図10(b)は、超音波アレイ(圧電セラミックス)14から発生した超音波を、音響レンズ12により広くフォーカスするよう構成し、スライス方向(Fで示す)に積算した胎児の体表面の3次元的な超音波画像を得る場合の視野範囲16bを示す。

【0045】図10(c)、図10(d)は、スライス方向(Fで示す)も圧電セラミックスを分割しスライス方向も、電子走査方向(Gで示す)と同じようにして、電子走査により超音波をフォーカスするプローブ(2次元配列振動子)を利用した場合の視野範囲16c、16dを示す。図10(c)は、2方向の電子走査により超音波のフォーカスを狭くした場合の視野範囲16cを示す。図10(d)は、2方向の電子走査により超音波のフォーカスを広くし、胎児の体表面の3次元的な超音波画像を得ることができる。図10(e)は、超音波プローブ8の内部の音響カップル剤の中で、リニアアレイ又はコンベックスアレイの1次元配列振動子部分23を、電子走査方向と直交する走査方向に機械的に回転させることにより3次元データとして得られる視野範囲16eを示し、Hは回転方向、Gは電子走査方向である。

【0046】図10(e)に示す超音波の走査により、任意断面表示、更には、CFM(カラーフローマッピング

グを利用した血管の3次元像が得られる。機械的な回転運動は超音波モーター等の磁場が発生しにくい方法によるのが望ましい。また、図10(c)、図10(d)に示す2次元配列振動子を使用して、図10(e)に示す3次元走査を電子的にできる。

【0047】図10(a)、図10(b)、図10(c)、図10(d)、図10(e)に示す、本発明の実施例に於いてシールドルーム内で使用される配列振動子からなる超音波プローブを、クライオスタット2の下方に配置できる。図11は、図10(e)に示すメカニカルスキャンを行なう超音波プローブをクライオスタット2の下方に配置した実施例を説明する図である。超音波プローブ8は、クライオスタット2の下部に固定配置されているラックピニオン30-1にホルダー30-2を介して取り付けられている。上下方向調節用ダイヤル25-1を回すことによって、超音波プローブ8がクライオスタット2の側面に沿って上下に移動可能であり、更に、ダイヤル25-2を回わして超音波プローブ8の生体表面への接触角度を変化させることができ、超音波プローブ8の先端面を生体表面29に密着させることができる。

【0048】超音波プローブ8の内部の音響カップル剤の中で、1次元配列振動子部分23が回転可能であることは先に説明した通りである。1次元配列振動子部分23の回転運動は超音波モーター等で駆動してもよく、駆動時のノイズが問題になる時は、振動子方向設定用ダイヤル24によって手動で1次元配列振動子23を最適な位置に合わせて固定して使用できる。この結果、例えば、図11に示すように、視野範囲16eに於ける特定の方位に於いて、被験者29の子宮33の内部の胎児31の超音波断層像が得られ、胎児31の心臓32の位置に対して、超伝導量子干渉素子を低温に保持するクライオスタットの下面の位置を、胎児31の心臓32から検出される磁場信号がより大きくなるように調整する。以上説明した方法は、特に胎児の心臓から発生する磁場を測定する場合に有効であり、生体磁場計測装置による胎児の心臓磁場の計測と同時に胎児の血流等の動きを超音波診断装置によってモニタできる。

【0049】また、双子の胎児の心臓から発生する磁場を測定する場合、上記で説明した超音波プローブ8を用いて、双子の各々の胎児の心臓の位置を確認して、各々の胎児の心臓にクライオスタットの下面を近づけることにより、各々の胎児の心臓から発生する磁場信号を別々に測定できる。以上の説明では、図10(e)に示すメカニカルスキャンを行なう超音波プローブをクライオスタット2の下方に配置する場合を例として説明したが、図10(a)、図10(b)、図10(c)、図10(d)、図10(e)に示す、シールドルーム内で使用される1次元又は2次元配列振動子からなる超音波プローブの場合もクライオスタット2の下方に配置できる。

【0050】図10(a), 図10(b), 図10(c), 図10(d), 図10(e)に示す, 本発明の実施例に於いてシールドルーム内で使用される配列振動子からなる超音波プローブを, クライオスタット2を保持するガントリ180の一部に配置できる。図12は, 図10(e)に示すメカニカルスキャンを行なう超音波プローブをガントリ180の一部に配置した実施例を説明する図である。クライオスタット2の円周方向(R11方向)は, 内側ガイドレール35-2により取り囲まれており, ガイドレール35-2は内側支持体35-4によりガントリ180に保持されている。

【0051】更に, 内側ガイドレール35-2の外部に, 外側ガイドレール35-1が外側支持体35-3によりガントリ180に保持されている。ラックピニオン30-1が, 外側ガイドレール35-1と内側ガイドレール35-2との間を, クライオスタット2の円周方向(R11方向)に回転移動できる構成となっている。

【0052】外側ガイドレール35-1と内側ガイドレール35-2との間でラックピニオン30-1の回転位置を固定するストッパー34が, ラックピニオン30-1の上部の端に設けられている。ラックピニオン30-1の下部の端に, 図11に示す構成で, メカニカルスキャンを行なう超音波プローブ8をクライオスタット2の下方に配置する。超音波プローブ8の先端面を生体表面29に密着させる方法は, 図11に於いて説明した通りであり, 図12に示す構成では, 超音波プローブ8をクライオスタット2の周方向の任意の位置で, 生体表面29に密着させることができる。

【0053】以上の説明では, 図10(e)に示すメカニカルスキャンを行なう超音波プローブをガントリ180に配置する場合を例として説明したが, 図10(a), 図10(b), 図10(c), 図10(d), 図10(e)に示す, シールドルーム内で使用される1次元又は2次元配列振動子からなる超音波プローブの場合もガントリ180の一部に配置できる。

【0054】図13は, 本発明の実施例のモニタディスプレイ80の構成を説明する図である。モニタディスプレイ80は, コンローラ110と表示画面を有する。各種の測定(撮影)モードの設定ボタン17a~17dによって設定されたモードでの超音波画像が表示される。設定可能なモードとしては, 生体の各部位のインピーダンス推定等が可能なAモード設定ボタン17a(図13中のボタンA), 断層図を得るBモード設定ボタン17b(図13中のボタンB), 組織の壁面の時間的な動きが観察可能なMモード設定ボタン17c(図13中のボタンM), 血流の動きがモニター可能なドップラーモード又はCFMモード設定ボタン17d(図13中のボタンDop)等がある。Aモード, Mモード, ドップラーモード又はCFMモードは, 何れもBモードと交互に動作する。

【0055】超音波画像は, ゲイン調整ボタン17e(図13中のボタンGain), フォーカス調整ボタン17f(図13中のボタンFocus)とにより調整して鮮明な画像を得ることができる。超音波画像をプリントアウトしたい時には, フリーズボタン17h(図13中のボタンFreeze)を押して画面を一時停止させ, 印刷開始ボタン17g(図13中のボタンPrint)を押すことによって, 一時停止した超音波画像の印刷が可能である。以上の説明では, モニタディスプレイ80に超音波画像を表示しているが, 表示データは超音波画像に限定されることなく, 例えば, 心電図の波形と, SQUID磁束計により得られた心臓磁場の波形を同時に表示することもできる。

【0056】モニタディスプレイ80は, 磁場雑音の発生が少ない液晶ディスプレイ, プラズマディスプレイで構成することが望ましい。モニタディスプレイ80の各種ボタン17a~17hは, タッチパネル式のボタンを有する構成とするか, 又はモニタディスプレイ80の各種ボタン17a~17hに点灯表示を行なう機能を持たせ, モニタディスプレイ80とは別に設置されているコンローラ110により制御された超音波画像等のモードを点灯表示して知らせる表示用灯とする構成とする。

【0057】図14は, 本発明の実施例の超音波診断装置のコントロール部及び超音波プローブ支持台の配置を説明する図である。超音波診断装置のコンローラ110は, ベッド4の脇に通常配置されており, 必要に応じてベッド4からコンローラ110を取り外してハンディタイプで利用できる。コンローラ110による制御は, 図13と同様であり, 各種の測定(撮影)モードの設定ボタン17a~17d, ゲイン調整ボタン17e, フォーカス調整ボタン17f, フリーズボタン17h, 印刷開始ボタン17gの選択により実行される。

【0058】図14に示すコンローラ110と図7に示す超音波診断装置本体6とは, 赤外線を利用した通信手段で結ばれているか, 又はケーブルによって電氣的に接続されており, コンローラ110と超音波診断装置本体6との間で, 制御信号, 画像データを含む各種データがやりとりされる。コンローラ110の制御内容は図13のモニタディスプレイ80の表示画面に点灯表示される。ベッド4の脇には, 超音波プローブ支持台26と超音波プローブ支持台27が配置されている。オペレーターが, 心臓磁場計測と同時に超音波診断装置による計測を行なう場合は, 超音波プローブ支持台26を調整して, 超音波プローブ8を, クライオスタット2に接触しない位置で, 且つ測定したい被験者の部位に接触するようにし, 測定部位が視野内に入るように固定する。

【0059】心臓磁場計測と同時に超音波診断装置による計測が必要でない場合は, 超音波プローブ8をベッド4の脇の超音波プローブ支持台27に置いて, 必要に応じて超音波診断装置による計測を実行できる。なお, 各

種の測定（撮影）モードの設定ボタン17a～17d、ゲイン調整ボタン17e、フォーカス調整ボタン17f、フリーズボタン17h、印刷開始ボタン17gを超音波プローブ8の外部に設けても良い。

【0060】図15は、超音波プローブ支持台26の詳細な構成を説明する図である。回転軸部材26-1の主軸がベッド4の面に垂直に回転（R₁方向）可能に結合され、長方向（L方向）の長さを可変とする伸縮機構を持つ腕部材26-2の一端が、回転軸部材26-1の主軸に回転（R₂方向）可能に結合され、超音波プローブ8を保持する保持部材26-3が、腕部材26-2の他端に、腕部材26-2の軸の回りに回転（R₃方向）可能に結合されている。R₁、R₂、R₃方向の回転と、L方向での長さの調整により、超音波プローブ8の先端面を生体表面29に密着させる。

【0061】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、被験者（成人又は胎児）の心臓から発生する磁場を計測する際に、オペレーターは、シールドルーム内部で、被験者の心臓の位置を超音波断層像によりほぼリアルタイムに観察できるため、最適な測定位置にSQUID磁束計の位置を迅速に合わせることができ、被験者の心臓から発生する磁場を高感度で鮮明に検出できる。また、超音波断層像により胎児の心臓の位置を観察しながら、クライオスタット2の下面位置を、胎児の心臓からの磁場信号が最大となるように調整して、生体表面に密着させることができ、胎児の心臓からの磁場信号の計測と同時に心臓内の血流状態の観察がシールドルーム内で可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の生体磁場装置の構成を示す図。

【図2】本発明の実施例の、シールドルーム内に於ける生体磁場装置の構成を示す図。

【図3】本発明の実施例の、胎児の心臓から発する磁場測定の構成を示す図。

【図4】本発明の実施例の、胎児の心臓から発する磁場測定の結果を示す画面の例を示す図。

【図5】本発明の実施例の、胎児の心臓から発する磁場測定の結果を示す画面の例を示す図。

【図6】本発明の実施例のエアーマットの構成を示す図。

【図7】本発明の実施例の生体磁場計測装置の構成を示す図。

【図8】本発明の実施例の生体磁場計測装置で使用する超音波診断装置の全体の構成を示す図。

【図9】本発明の実施例で使用される超音波プローブの構成を示す図。

【図10】本発明の実施例に於いて使用される配列振動子からなる超音波プローブのスライス方向の視野範囲の

例を示す図。

【図11】本発明の実施例に於いて超音波プローブをクライオスタットの下方に配置する構成を説明する図。

【図12】本発明の実施例に於いて超音波プローブをガントリの一部に配置する構成を説明する図。

【図13】本発明の実施例のモニタディスプレイの構成を説明する図。

【図14】本発明の実施例の、超音波診断装置のコントロール部及び超音波プローブ支持台の配置を説明する図。

【図15】本発明の実施例の超音波プローブ支持台の詳細な構成を説明する図。

【符号の説明】

1…シールドルーム、2…クライオスタット、4…ベッド、6…超音波診断装置本体、8…超音波プローブ、9…送受信部及び電子走査部、10…画像メモリー部、11…心拍数検出ユニット、12…音響レンズ、13…音響整合層、14…圧電セラミックス（振動子）、15-1、15-2、15-3、15-4、16a、16b、16c、16d、16e、17a…Aモード設定ボタン、17b…Bモード設定ボタン、17c…Mモード設定ボタン、17d…ドップラーモード又はCFMモード設定ボタン、17e…ゲイン調整ボタン、17f…フォーカス調整ボタン、17g…印刷開始ボタン、17h…フリーズボタン、19a…SQUID磁束計動作ボタン、19b…データ収集開始ボタン、19c…リモートコントロールレバー、20…背面制動材、21-1…信号電極、21-2…高圧電極、22…コネクタ、23…1次元配列振動子部分、24…振動子方向設定用ダイヤル、25-1…上下方向調節用ダイヤル、25-2…ダイヤル、26…超音波プローブ支持台、26-1…回転軸部材、26-2…伸縮機構を持つ腕部材、26-3…超音波プローブを保持する保持部材、27…超音波プローブ支持台、28…ケース、29…生体表面、30-1…ラックピニオン、30-2…ホルダー、31…胎児、32…心臓、33…子宮、34…ストッパ、35-1…外側ガイドレール、35-2…内側ガイドレール、35-3…外側支持体、35-4…内側支持体、50…駆動検出回路、60…アンプフィルタユニット、80…モニタディスプレイ、90…コンピュータ、100…スピーカ、110…コントローラ、120…四肢誘導心電計、130…母体の心臓、140…胎児の心臓、150…ケーブル、165…胎児の心臓心拍同期点滅灯、175…胎児の心臓心拍数を表示する部分、180…ガントリ、185…母体の心臓心拍同期点滅灯、195…母体の心臓心拍数を表示する部分、205…母体の心電図、215…磁場分布図、225…電流分布図、235…磁場、電流の分布図を表示する時刻を表わす線、245…エアーマット、255…転倒防止用ガイド、265…フラット部、275…エア入力部、285…上下移動用レバ

17

18

一、295…レール、305…車輪、315…ベッド天板、A…x方向の移動、B…z方向の移動、C…y方向*

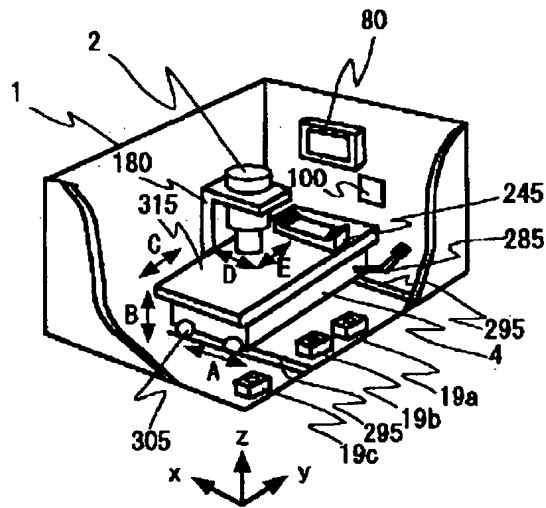
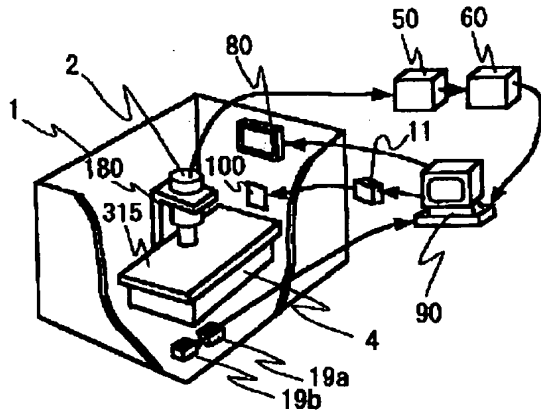
*の移動、D…xz面内の回転、E…yz面内の回転、F…スライス方向、G…電子走査方向、H…回転方向。

【図1】

【図2】

図1

図2

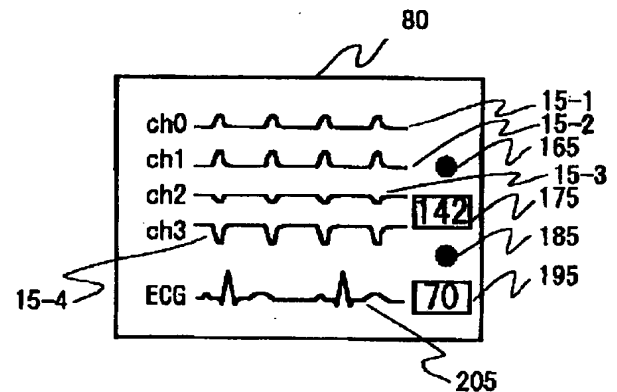
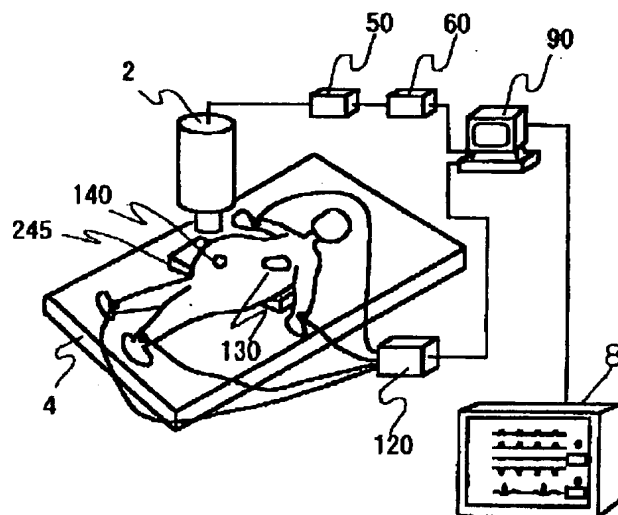


【図3】

【図4】

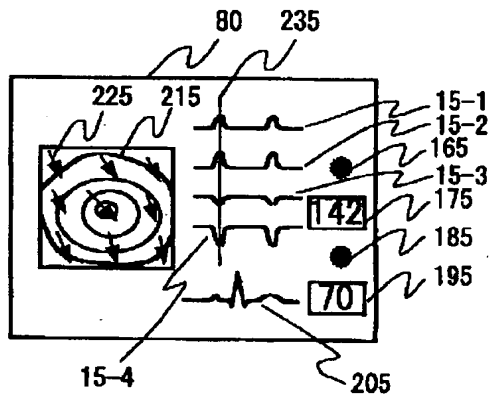
図3

図4



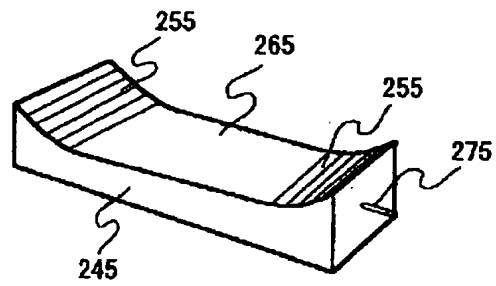
【図5】

図5



【図6】

図6

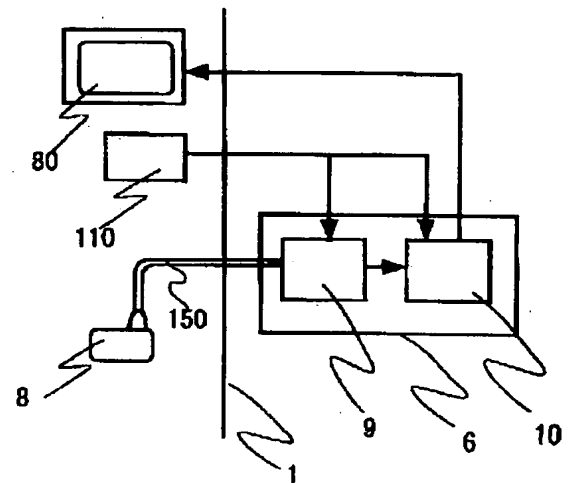
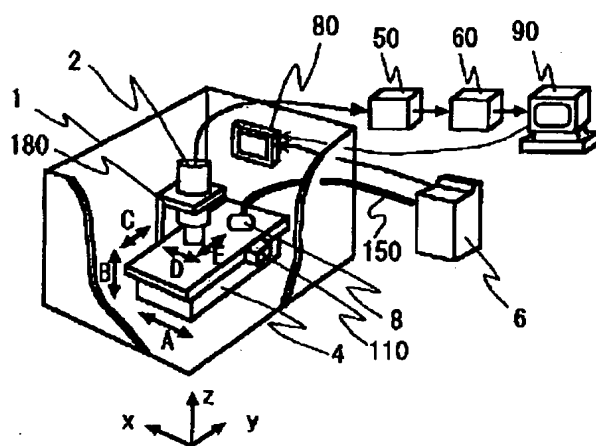


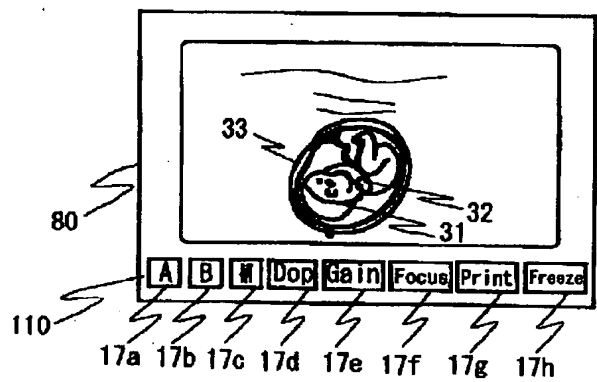
【図8】

図8

【図7】

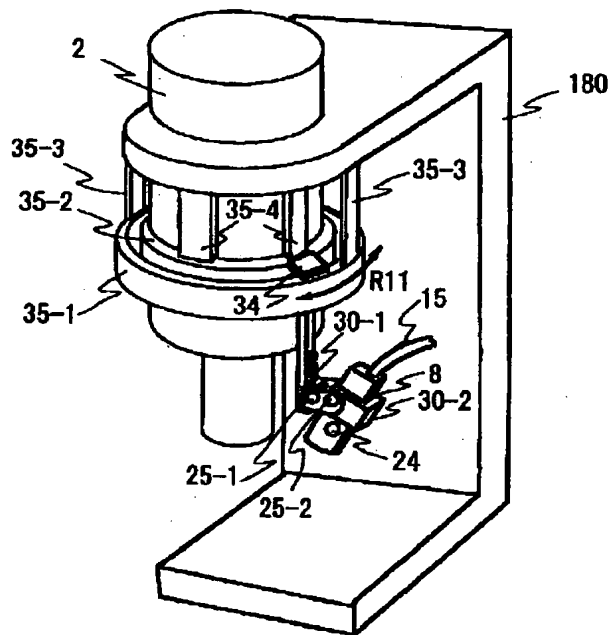
図7





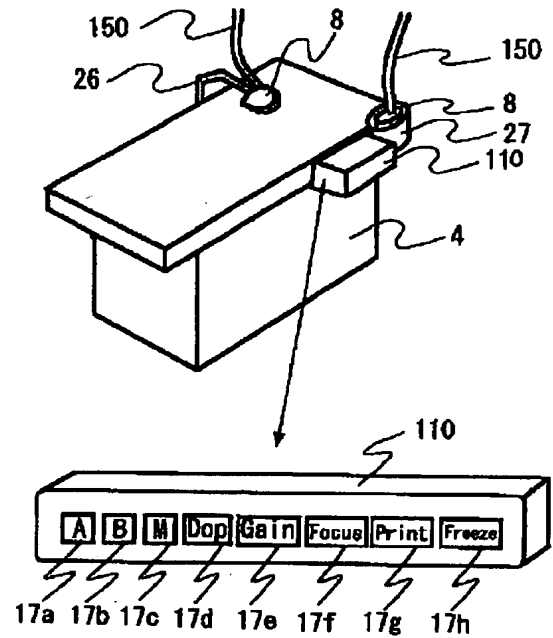
【図12】

図12



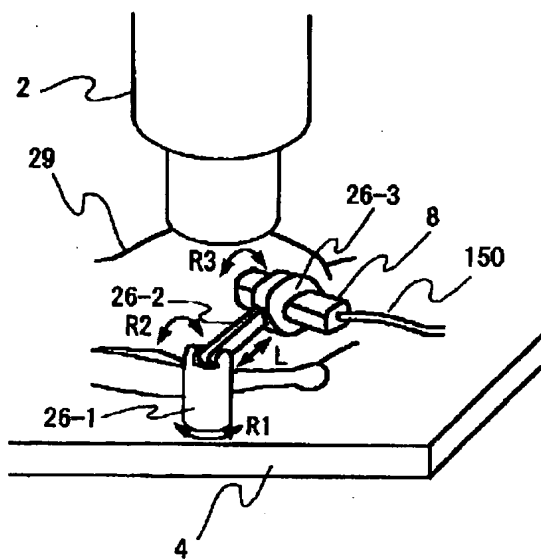
【図14】

図14



【図15】

図15



フロントページの続き

(72) 発明者 近藤 昭二
茨城県ひたちなか市市毛882番地 株式会
社日立製作所計測器事業部内
(72) 発明者 笹渕 仁
茨城県ひたちなか市市毛882番地 株式会
社日立製作所計測器事業部内
(72) 発明者 小見山 泰明
茨城県ひたちなか市市毛882番地 株式会
社日立製作所計測器事業部内

(72) 発明者 勅使河原 健二
茨城県ひたちなか市市毛882番地 株式会
社日立製作所計測器事業部内
(72) 発明者 鈴木 博之
茨城県ひたちなか市市毛882番地 株式会
社日立製作所計測器事業部内
(72) 発明者 篠村 隆一
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内